



NUMERO DE PUBLICATION : 1003022A3

NUMERO DE DEPOT : 8900322

Classif. Internat.: A61F

MINISTERE DES AFFAIRES ECONOMIQUES

Date de délivrance : 29 Octobre 1991

Le Ministre des Affaires Economiques,

Vu la loi du 28 Mars 1984 sur les brevets d' invention, notamment l' article 22;

Vu l' arrêté royal du 2 Décembre 1986 relatif à la demande, à la délivrance et au maintien en vigueur des brevets d' invention, notamment l' article 28;

Vu le procès verbal dressé le 23 Mars 1989 à 11h05
à l' Office de la Propriété Industrielle

ARRETE:

ARTICLE 1.- Il est délivré à : UNIVERSITE CATHOLIQUE DE LOUVAIN
Halles Universitaires place de l' Université 1, 1348 LOUVAIN-LA-NEUVE(BELGIQUE)

représenté(e)(s) par : VAN MALDEREN Michel, OFFICE VAN MALDEREN, Avenue
J.-S. Bach, 22 bte 43 - B-1030 BRUXELLES.

un brevet d' invention d' une durée de 20 ans, sous réserve du paiement des taxes annuelles, pour : DISPOSITIF DE REHABILITATION VISUELLE UTILISANT LE CANAL AUDITIF.

INVENTEUR(S) : Veraart Claude, avenue du Jeu de Paume 28, 1150 Bruxelles (BE)

ARTICLE 2.- Ce brevet est délivré sans examen préalable de la brevetabilité de l' invention, sans garantie du mérite de l' invention ou de l' exactitude de la description de celle-ci et aux risques et périls du(des) demandeur(s).

Bruxelles, le 29 Octobre 1991
PAR DELEGATION SPECIALE :


WUYTS L
Directeur.

5

10

DISPOSITIF DE REHABILITATION VISUELLE
UTILISANT LE CANAL AUDITIF

Objet de l'invention

La présente invention concerne un dispositif artificiel de réhabilitation sensorielle de la vision, généralement appelé prothèse visuelle qui est particulièrement utile pour aider les personnes non voyantes en leur offrant un moyen qui, utilisant le canal auditif, permet la restitution de performances visuelles, et ce aussi bien pour la localisation spatiale que pour la reconnaissance de formes.

20

Arrière-plan technologique

Les dispositifs appelés généralement "prothèses visuelles" peuvent se présenter essentiellement sous deux formes, à savoir des systèmes de réhabilitation visuelle invasifs et des systèmes non invasifs.

25

Les systèmes invasifs, bien que théoriquement possibles, rencontrent encore actuellement trop d'inconvénients lors de leur implantation sur le canal visuel, et entraînent entre autres, des difficultés de compatibilité biologique. De plus, leurs performances restent encore très insuffisantes

30

Les systèmes de réhabilitation visuelle non invasifs, quant à eux, stimulent un organe perceptif intact, tel que l'organe du toucher ou de l'audition.

35

Parmi les systèmes non invasifs, on peut distinguer ceux qui ont pour objectif de palier la déficience d'une seule fonction spécifique du système visuel lésé ou ceux qui permettent de palier simultanément la déficience

de plusieurs fonctions spécifiques de la vision. La reconnaissance de formes et la localisation spatiale sont en fait les principales fonctions intervenant dans la perception visuelle.

5 On connaît de nombreux dispositifs d'aide aux non voyants qui ont uniquement pour objectif d'éviter des obstacles en les localisant spatialement. L'élément le plus répandu est constitué par une simple canne, mais des systèmes de très grande complexité sont depuis quelque
10 temps élaborés. Parmi ceux-ci, la canne laser émet un rayon laser qui est lui-même réfléchi lorsqu'il rencontre un obstacle et la canne transmet alors un signal sonore ou vibratoire prévenant ainsi l'aveugle.

Un autre dispositif permettant la localisation
15 spatiale plus précise d'objets est constitué par une prothèse ultrasonique telle que décrite dans le document US-A-3 366 922) qui consiste en une paire de lunettes équipée d'un dispositif d'écholocation et d'une paire de petits écouteurs. La distance des obstacles est codée proportion-
20 nellement à la hauteur du son et la direction des obstacles est codée par la balance d'intensité binaurale. Le dispositif a l'avantage de localiser plus précisément l'obstacle mais ne donne aucune information utilisable quant à sa forme et sa dimension.

25 Comme dispositif permettant uniquement la reconnaissance de formes, on peut citer le dispositif commercialisé sous le nom d'OPTACON décrit dans le document US-A-3 229 387. Ce dispositif se compose d'une caméra miniaturisée, d'une partie électronique et d'un petit tableau
30 d'aiguilles où apparaît en relief le dessin ou l'idéogramme lu par la caméra. Ce dispositif permet à l'aveugle de lire par le toucher du doigt qu'il applique sur le tableau d'aiguilles.

D'autres dispositifs comme le Delta fonction-
35 nent en principe selon le même procédé mais traduisent directement en écriture Braille le signe (lettre ou chiffre) lu par la caméra.

Ces dispositifs ne permettent bien entendu pas

la localisation spatiale.

Un seul dispositif permet d'allier dans une certaine mesure les deux processus de reconnaissance visuelle que constituent la localisation d'objets et la reconnaissance de formes, condition indispensable à une reconnaissance ou appréhension plus réaliste en trois dimensions de l'environnement de l'aveugle.

Ce dispositif qui présente une certaine analogie avec le dispositif OPTACON précédemment décrit est connu sous le nom Smith-Kettlewell Portable Electrical Simulation System (TVSS) et est décrit dans l'ouvrage Brain Mechanisms in Sensory Substitution Paul Bach-Y-Rita, Academic Press, New York and London, 1972, pp. 2 à 10.

Dans ce système, les images captées par une caméra sont échantillonnées et digitalisées en une matrice de 20 x 20 pixels et transformées en un signal qui imprime l'image captée par la caméra et pixellisée sur la peau du dos ou du ventre de l'aveugle.

Ce système non invasif traite l'information en temps réel, de façon à permettre l'interaction avec l'environnement et d'appréhender ainsi l'environnement en trois dimensions.

Néanmoins, ce dispositif présente des inconvénients évidents d'inconfort. Il reste lourd et fort encombrant même sous sa forme portable.

Tous les dispositifs qui viennent d'être décrits, nécessitent une période d'apprentissage longue, fastidieuse et souvent décourageante pour le non voyant. Cet inconvénient nous semble dû à une conception insuffisamment efficace de ces dispositifs. Dans le même système concerné ici, dont la conception s'inspire davantage des processus naturels de traitement de l'information, l'apprentissage sera optimisé.

Buts de l'invention

La présente invention vise à réaliser une prothèse visuelle impliquant la reconnaissance de formes aussi bien que la localisation spatiale. Elle vise bien entendu à éviter les inconvénients des techniques de l'art

antérieur en fournissant un moyen simple et peu encombrant qui permet à l'aveugle de se former mentalement une image de son environnement et/ou de reconnaître des formes telles que des lettres ou des chiffres.

- 5 D'autres buts et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description qui suit se référant à une forme d'exécution particulière et préférée de l'invention.

Description des éléments caractéristiques de l'invention

- 10 Le dispositif de réhabilitation sensorielle de la vision de l'invention est caractérisé en ce qu'il comporte une caméra vidéo, un dispositif électronique de traitement d'images qui traite ou transforme celles-ci en signaux sonores codés et une paire d'écouteurs pour transmet-
- 15 tre lesdits signaux.

Cette prothèse de réhabilitation sensorielle stimule donc un canal sensoriel intact à savoir l'audition et travaille en temps réel ce qui permet une appréhension fort complète du monde entourant l'aveugle. Selon une

20 forme d'exécution préférée de l'invention, le dispositif est réalisé suivant la méthode exposée ci-dessous de manière à optimiser la durée d'apprentissage.

Description des dessins

Dans les figures annexées:

- 25 - la figure 1 représente la grille d'échantillonnage d'une image;
- la figure 2 représente un mode particulier de mise en forme de la grille de codage;
- la figure 3 représente un schéma bloc des différents éléments composant la prothèse de réhabilitation visuelle.
- 30

Le système de réhabilitation sensorielle constituant la prothèse visuelle de l'invention comporte essentiellement une caméra vidéo, une partie électronique et

35 une paire d'écouteurs.

L'image captée en noir et blanc par la caméra, de préférence miniaturisée et portée par exemple sur des lunettes, sera d'abord transformée par échantillonnage et

digitalisation, de préférence sous forme d'une matrice de 8 x 8 pixels dont les 4 pixels du centre sont à nouveau divisés en une matrice de 8 x 8 pixels, ce qui offre avantageusement une discrimination plus précise au centre de l'image. La figure 1 représente ces 124 pixels qui se composent donc de 64 pixels dans la partie centrale que l'on appelle les pixels de la fovéa par analogie avec l'anatomie de la rétine et de 60 pixels appelés de périphérie.

A ce stade, il est possible d'introduire éventuellement un traitement de l'image échantillonnée et digitalisée tel que la recherche de contour. Des moyens connus peuvent être utilisés à cet effet, notamment des algorithmes de traitement d'images.

L'information visuelle échantillonnée et digitalisée en 124 pixels est ensuite traduite suivant un codage auditif et est transmise au moyen des écouteurs à l'aveugle. Le codage auditif de l'information visuelle consiste à associer à chaque pixel une onde sinusoïdale sonore d'une fréquence bien déterminée variant de 54 à 13.500 Hz environ soit comprise dans la plage de fréquences audibles par l'homme.

D'autre part, l'amplitude de l'onde sonore dépend du niveau de gris du pixel concerné. Le niveau 0 représente le noir complet et le blanc est représenté par le niveau maximum bien que la convention inverse soit également envisageable.

Ainsi, chaque pixel de l'image échantillonnée en temps réel détermine deux informations instantanées, la fréquence et l'amplitude de l'onde sonore.

On effectue régulièrement la somme pondérée par l'amplitude définie ci-dessus, de toutes les ondes sinusoïdales correspondant aux 124 pixels et on obtient la signature auditive instantanée de l'image que l'on peut alors transmettre par l'intermédiaire des écouteurs à l'aveugle.

Remarquons que l'intensité du son ne varie pas de la même manière en fonction du niveau de gris pour tous les pixels. En effet, on sait que les seuils audibles varient en fonction des fréquences et que ce seuil

d'audibilité est particulièrement bas dans la zone de fré-
quences comprise entre 300 et 3000 Hz environ. Il convient
donc de corriger le niveau sonore pour une perception opti-
male du signal en fonction d'une courbe définissant pour
5 l'homme le seuil d'audibilité en relation avec la fré-
quence.

D'autre part, afin de faciliter la localisation
spatiale, une balance d'intensité binaurale dans les écou-
teurs est prévue de manière à faciliter la localisation
10 soit à gauche soit à droite de chacun des pixels d'une
image vue par la caméra par rapport à la direction droit
devant, pour la personne équipée du dispositif.

L'image captée par la caméra est transformée en
une image échantillonnée et digitalisée toutes les 20 ms
15 et elle est avantageusement traduite après un codage audi-
tif en un son composé, de préférence 10 fois par seconde
au minimum, de manière à permettre à l'aveugle d'appréhen-
der "l'image" auditive de façon coordonnée par rapport à
ses mouvements de la tête ou du corps.

20 D'un point de vue pratique, on peut donc considé-
rer dans ces conditions que l'on travaille en temps réel.

Un mode particulier de mise en forme de la
grille de codage est représenté dans la figure 2 annexée.
Cette mise en forme préférée de la grille de codage a été
25 prévue afin de réduire avantageusement l'apprentissage de
l'utilisation de la prothèse auditive.

La grille représentée à la figure 2 est composée
d'une matrice de 16 x 16 éléments dont seuls les éléments
compris dans les zones entourées d'un trait gras sont re-
30 pris dans la grille d'échantillonnage de la figure 1. Au
centre de la figure 2 on distingue les 8 x 8 pixels de la
fovéa et dans chacun des quatre coins les 15 pixels de pé-
riphérie correspondant à ceux de la grille d'échantillon-
nage de la figure 1.

35 A chacun des éléments de la matrice 16 x 16 de
la figure 2, correspond une onde sinusoïdale dont la fré-
quence est déterminée suivant une progression géométrique
entre 54 et 13.500 Hz environ.

7

On représente cette progression géométrique par:

$$a + aq + aq^2 + \dots + aq^{N-1}$$

Dans la forme d'exécution préférée de l'invention, on choisit pour le dispositif concerné, les valeurs du paramètre a , de la raison q et de la constante N , comme suit:

$$\begin{cases} a = 54 \text{ (ou toute autre valeur qu'on jugera préférable)} \\ q = 2^{1/32} \\ N = 256 \end{cases}$$

De cette manière, on attribue au pixel numéro n (voir figure 2), la fréquence:

$$a \cdot q^{n-1} = 54,2^{\frac{n-1}{32}}$$

Par conséquent, le rapport des fréquences de 2 pixels superposés (comme 101 et 117 dans la figure 2 vaudra $\sqrt{2}$, alors que le rapport des fréquences de 2 pixels séparés d'une ligne et situés sur une même verticale (comme 101 et 133 dans la figure 2) vaudra 2.

Ainsi, le fait que les fréquences doublent toutes les deux lignes permet de détecter aisément une verticale comme une double somme d'harmoniques (analogue au timbre d'un instrument) tandis qu'un trait horizontal à condition de couvrir plusieurs pixels est perçu comme un son subissant un phénomène de battement.

On s'est aperçu que cette façon de réaliser la grille de codage permet un apprentissage relativement rapide en offrant la possibilité de mieux reconnaître la différence entre les pixels de la fovéa et les pixels de périphérie. En effet, le système associe les ondes sonores les mieux perçues c'est-à-dire plus audibles aux pixels de la fovéa (fréquences comprises entre 236 et 3100 Hz environ) tandis que les ondes sonores plus graves pour les éléments inférieurs, ou plus aigus pour les éléments supérieurs, représentent les pixels de périphérie.

Enfin, grâce à une balance d'intensité binaurale, les images perçues dans la partie gauche de la grille sont essentiellement perçues dans l'écouteur gauche

8

et les images perçues à droite de la grille sont perçues essentiellement dans l'écouteur droit. Il est bien évident qu'il faut une oreille particulièrement entraînée pour faire la différence par exemple entre la fréquence correspondant au pixel 48 (à droite) et celle correspondant au pixel 49 (à gauche), qui lui est immédiatement supérieure. La binauralité permet cependant sans difficulté de distinguer ces deux signaux (voir figure 2).

La figure 3 annexée illustre un exemple pratique de prothèse de réhabilitation visuelle. Une caméra vidéo est disposée par exemple sur la tête du sujet, de manière à lui permettre une exploration de son environnement visuel.

L'image captée par cette caméra est transformée en un signal vidéo après échantillonnage selon une grille (représentée à la figure 1) et les différents niveaux de gris correspondant à l'image échantillonnée sont mis en mémoire.

Ce signal peut subir un traitement d'image qui consiste à limiter par exemple les effets de transitions brutales dans les variations de gris lors de la discrétisation, et qui est ensuite codé en un son complexe par sommation pondérée des fréquences sinusoïdales correspondant à chaque pixel. Une table établit cette correspondance entre un pixel et le son qui lui est associé. Enfin les informations numériques correspondant au son complexe sont synthétisées en signaux analogiques binauraux qui sont transmis à la paire d'écouteurs.

30

35

REVENDICATIONS

1. Dispositif de réhabilitation visuelle utilisant le canal auditif caractérisé en ce qu'il comporte essentiellement une caméra vidéo, un dispositif électronique
5 de traitement d'image qui transforme l'image captée par la caméra en un signal sonore, qui est lui-même transmis dans des écouteurs.

2. Dispositif selon la revendication 1 caractérisé en ce que l'image captée par ladite caméra est échantillonnée et digitalisée et est ensuite codée en un signal
10 sonore.

3. Dispositif selon la revendication 2 caractérisé en ce que l'image est digitalisée en une matrice de 8 x 8 pixels et dont les quatre pixels du centre de l'image
15 sont à nouveau divisés en une matrice de 8 x 8 pixels.

4. Dispositif selon la revendication 3 caractérisé en ce qu'il comporte un traitement d'image permettant de rechercher un contour, de limiter les effets de transitions brutales ou de filtrer l'image.

20 5. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 2 à 4 caractérisé en ce que le codage de l'image échantillonnée et digitalisée consiste à associer à chaque pixel une fréquence unique d'ondes sonores.

25 6. Dispositif selon la revendication 5 caractérisé en ce que les fréquences des ondes sinusoïdales sonores associées à chaque pixel sont situées dans une plage allant de 54 à 13.500 Hz environ, soit dans la zone d'audibilité de l'être humain.

30 7. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 5 ou 6 caractérisé en ce que l'amplitude de l'onde sonore associée à chaque pixel varie en fonction du niveau de gris du pixel.

35 8. Dispositif selon la revendication 7 caractérisé en ce que l'amplitude de l'onde sonore est étalonnée pour chaque fréquence en fonction d'une courbe qui définit la meilleure zone d'audibilité en fonction de l'intensité du son chez l'homme.

9. Dispositif selon l'une quelconque des

10

revendications 5 à 8 caractérisé en ce que le son transmis dans les écouteurs est la somme pondérée de toutes les ondes sonores associées à chaque pixel, appelée la signature auditive de l'image.

5 10. Dispositif selon la revendication 9 caractérisé en ce que ladite signature auditive est transmise au minimum dix fois par seconde dans les écouteurs.

10 11. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 5 à 10 caractérisé en ce que la latéralisation du pixel sur la matrice est traduite en un signal sonore au moyen d'une balance d'intensité binaurale dans les écouteurs.

15 12. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 3 à 11 caractérisé en ce que la grille de codage comprend une matrice de 16 x 16 éléments dont seuls les 8 x 8 éléments du centre et les 4 x 15 éléments dans chacun des coins sont repris dans la grille d'échantillonnage.

20 13. Dispositif selon la revendication 12 caractérisé en ce qu'à chacun des 16 x 16 éléments de la grille de codage on associe une onde sonore sinusoïdale dont la fréquence est déterminée suivant une progression géométrique de manière à ce que la fréquence double toutes les deux lignes.

25 14. Dispositif selon la revendication 13 caractérisé en ce que la progression géométrique des fréquences correspondant aux pixels de l'image échantillonnée est définie par

$$a + aq + aq^2 + \dots + aq^{N-1}$$

où

30

$$\begin{cases} a = 54 \\ q = 2^{1/32} \\ N = 256 \end{cases}$$

35

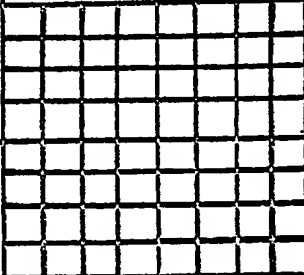
241	242	243	244	253	254	255	256
225	226	227	228	237	238	239	240
209	210	211	212	221	222	223	224
193	194	195			206	207	208
49	50	51			62	63	64
33	34	35	36	45	46	47	48
17	18	19	20	29	30	31	32
1	2	3	4	13	14	15	16

Fig. 1

241	242	243	244	245	246	247	248	249	250	251	252	253	254	255	256
225	226	227	228	229	230	231	232	233	234	235	236	237	238	239	240
209	210	211	212	213	214	215	216	217	218	219	220	221	222	223	224
193	194	195	196	197	198	199	200	201	202	203	204	205	206	207	208
177	178	179	180	181	182	183	184	185	186	187	188	189	190	191	192
161	162	163	164	165	166	167	168	169	170	171	172	173	174	175	176
145	146	147	148	149	150	151	152	153	154	155	156	157	158	159	160
129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140	141	142	143	144
113	114	115	116	117	118	119	120	121	122	123	124	125	126	127	128
97	98	99	100	101	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111	112
81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96
65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80
49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63	64
33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48
17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16

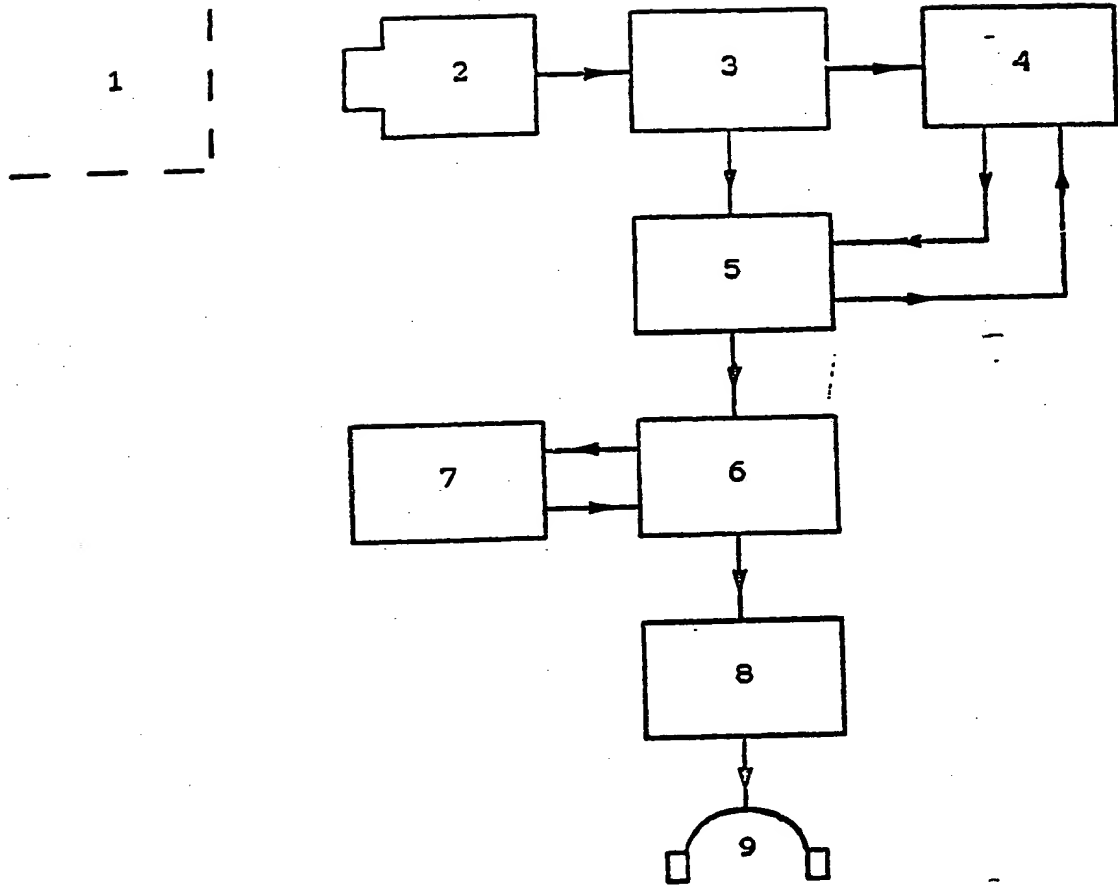


Fig..3



Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE

établi en vertu de l'article 21 § 1 et 2
de la loi belge sur les brevets d'invention
du 28 mars 1924

Numéro de la demande
nationale

BE 8900322
BO 1723

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			Revue de la demande concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. CL4)
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes			
X	FR-A-2 596 940 (DE TIEGE) * Résumé; page 2, lignes 1-39; page 4, ligne 39 - page 5, ligne 27; figures *	1,2,5,8 ,9	A 61 F 9/08	
Y	---	7,11		
Y	WO-A-8 200 395 (THALES RESOURCES INC.) * Résumé; figure 1 *	7		
Y	IEEE SPECTRUM, vol. 12, no. 1, janvier 1975, pages 71-74, New York, US; R.K. JURGEN: "Ultrasonic binaural sensing aid for the blind" * Page 71, colonne de droite, lignes 2-17 *	11		
A	GB-A-2 016 276 (W.H. ROSS FOUNDATION (SCOTLAND) FOR RESEARCH INTO BLINDNESS) * Résumé; figure 1 *	12		
A	US-A-4 322 744 (STANTON) * Résumé; figure 8 *	1	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. CL4)	
			A 61 F G 09 B	
Date d'achèvement de la recherche 22-11-1989			Examinateur ZEINSTRA H.S.J.H.	
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES			T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : état de la technique O : divulgation non écrite P : document intercalaire				

EP 8900322 (1989)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET BELGE NO.**

**BE 8900322
BO 1723**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche visé ci-dessus.
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 05/12/89.
Les renseignements fournis sont énoncés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
FR-A- 2596940	09-10-87	Aucun	
NO-A- 8200395	04-02-82	US-A- 4378569	29-03-83
		AU-B- 546019	08-08-85
		AU-A- 7376881	16-02-82
		CA-A- 1165447	10-04-84
		EP-A, B 0055762	14-07-82
GB-A- 2016276	26-09-79	Aucun	
US-A- 4322744	30-03-82	Aucun	

EPO FORM P-33

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82



OFFICE DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PROCES-VERBAL DE DÉPÔT
D'UNE DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

Nr : 08900322

Aujourd'hui, le 23-3-1989 à 11 heures, 05 minutes,

M adame VAN MALDEREN

agissant en tant que ☐ Demandeur.
☐ Employé du demandeur.
☐ Employé d'un établissement effectif du demandeur.
☐ Mandataire agréé.
☒ Employé du mandataire agréé, M onsieur VAN MALDEREN M.
☐ Avocat.

so présente à l'OFFICE DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE et y dépose une demande en vue d'obtenir un brevet d'invention relatif à DISPOSITIF DE REHABILITATION VISUELLE UTILISANT LE CANAL AUDITIF.

demandé par UNIVERSITE CATHOLIQUE DE LOUVAIN
Halles Universitaires
Place de l'Université 1
1348 LOUVAIN-LA-NEUVE

La demande, telle que déposée, contient les documents nécessaires pour obtenir une date de dépôt conformément à l'article 10, paragraphe 1er, de la loi du 28 mars 1984 sur les brevets d'invention.

Le déposant,

Bruxelles, le 23-3-1989

Le fonctionnaire délégué,

MA. CONOTTE
Sous-chef de bureau

This Page Blank (uspto)